



**Universidad  
Zaragoza**

## Trabajo Fin de Grado

### **MEDIDA Y CÁLCULO DE LA POSICIÓN EFECTIVA DE LA LENTE INTRAOCULAR EN LA CIRUGÍA DE CATARATA**

### **MEASUREMENT AND CALCULATION OF THE EFFECTIVE POSITION OF THE INTRAOCULAR LENS IN CATARACT SURGERY**

Autora

**Lorena Sáez López**

Directoras

**Irene Altemir Gómez  
Galadriel Giménez Calvo**

Facultad de Ciencias / Óptica y Optometría  
2019

## ÍNDICE

---

<b>1. Resumen</b>	3
<b>2. Introducción</b>	4
2.1. Justificación	4
2.2. Catarata	4
2.3. Lentes intraoculares	5
2.4. Evolución de las fórmulas para el cálculo de la potencia de la lente intraocular	5
2.5. Biometría	7
2.5.1. Biometría óptica	7
2.5.2. Biometría de ultrasonidos	8
2.5.3. Ventajas y desventajas	9
<b>3. Hipótesis</b>	9
<b>4. Objetivos</b>	10
<b>5. Material y métodos</b>	10
5.1. Diseño del estudio	10
5.1.1. Criterios de inclusión	10
5.1.2. Criterios de exclusión	10
5.2. Protocolo exploratorio	11
5.2.1. Metodología de las principales exploraciones realizadas	11
5.3. La fórmula SRK/T	13
5.4. Lentes intraoculares implantadas	14
5.5. Estudio estadístico	14
<b>6. Resultados</b>	15
6.1. Estadística descriptiva	15
6.2. Estadística inferencial	16
<b>7. Discusión</b>	19
<b>8. Conclusiones</b>	22
<b>9. Bibliografía</b>	23
<b>10. Anexos</b>	26
10.1. Anexo I: Procedimiento biometría óptica IOL MASTER® 700	26
10.2. Anexo II: Procedimiento biometría por ultrasonidos OCUSCAN® RXP	28

## 1. RESUMEN

---

### RESUMEN

**Propósito:** Evaluar la posición efectiva de la lente intraocular (ELP) tras la cirugía de cataratas y compararla con la ELP que predice la fórmula de tercera generación SRK/T.

**Material y métodos:** Se seleccionaron 30 pacientes que iban a ser intervenidos de cirugía de catarata mediante la técnica de facoemulsificación. Se realizó una evaluación visual previa a la intervención quirúrgica (IQ) que consistió en la medida de la longitud axial (LA), la profundidad de cámara anterior (ACD) y el espesor del cristalino (LT) mediante el biómetro óptico IOL MASTER® 700 de Zeiss® y el biómetro por ultrasonidos OCUSCAN® RXP de Alcon®, respectivamente. La queratometría (K) se registró mediante el IOL MASTER® 700. Transcurrido un mes de la IQ, se realizó una segunda exploración en la que se volvieron a realizar las pruebas del preoperatorio y además se determinó mediante refracción subjetiva el valor del error refractivo residual ( $EE_{SUBJ}$ ). Se consideró la ELP postoperatoria a la distancia desde la cara anterior de la córnea, al espesor medio de la lente intraocular (LIO) y se midió mediante el OCUSCAN® RXP de Alcon®. Por último, se anotó para cada paciente, la LIO y la potencia implantada durante la cirugía, y, a partir de la constante de cada lente, y de los datos biométricos preoperatorios, se calculó la ELP a partir de la fórmula SRK/T. También se recogieron los datos relativos al equivalente esférico (EE) esperado para la potencia de LIO implantada. Todo se realizó con los datos obtenidos a partir de los dos biómetros.

**Resultados:** Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre la ELP estimada en el preoperatorio por la fórmula SRK/T y la ELP medida en el postoperatorio. También se encontraron diferencias entre la ELP estimada por la fórmula SRK/T a partir del IOL MASTER® 700 ( $ELP_{IOL}$ ) y el OCUSCAN® RXP ( $ELP_{US}$ ). Por el contrario, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las predicciones de EE esperado y el  $EE_{SUBJ}$ . Tampoco se encontraron entre las estimadas por el IOL MASTER® 700 ( $EE_{IOL}$ ) y el OCUSCAN® RXP ( $EE_{US}$ ). Por último, se ha detectado una correlación lineal elevada (Coeficiente de Pearson (CP)=0.950) entre  $ELP_{IOL}$  y  $ELP_{US}$ , y una correlación lineal leve (CP=0.382) entre el  $EE_{IOL}$  y el  $EE_{US}$ . Además, se obtuvo una relación débil, entre el error absoluto medio (EAM) de la ELP (diferencia entre la ELP estimada y la medida) y el  $EE_{SUBJ}$ . Asimismo, se obtuvo una correlación lineal leve (CP=0.387) entre LA medida en el preoperatorio con IOL MASTER® 700 y la posición efectiva de la lente postoperatoria ( $ELP_{REAL}$ ).

**Conclusión:** No se ha obtenido correlación entre la ELP estimada por la fórmula SRK/T y la  $ELP_{REAL}$ . Tampoco se ha encontrado correlación entre el  $EE_{SUBJ}$  y el equivalente esférico objetivo estimado por los biómetros en el preoperatorio. A pesar de ello, se obtuvieron buenos resultados refractivos. Si se halló relación entre la  $ELP_{REAL}$  y el  $EE_{SUBJ}$ . Existe una relación lineal directa entre la LA preoperatoria medida con el IOL MASTER® 700 y  $ELP_{REAL}$ . En cuanto a la correlación entre aparatos, la ELP calculada a partir de los datos sus datos mediante la fórmula SRK/T son concordantes y también lo es el valor de EE estimado para una misma potencia de LIO.

**Palabras clave:** Lente intraocular, posición efectiva de la lente intraocular, biometría óptica y biometría ultrasónica.

## 2. INTRODUCCIÓN

---

### 2.1. JUSTIFICACIÓN

La catarata es una opacificación total o parcial del cristalino que, según datos ofrecidos por la Organización Mundial de la Salud (OMS), constituye la segunda causa de disminución de visión (por detrás de los errores refractivos no corregidos) y la primera causa de ceguera reversible a nivel mundial. Es una patología muy frecuente e incapacitante, afecta al 33% de personas con discapacidad visual (1300 millones de personas), siendo más frecuente en los grupos de mayor edad.<sup>1</sup> Según datos del Instituto Nacional de Estadística (INE), en España, están diagnosticadas de cataratas 1937,6 miles de personas, de las cuales 921,7 son mayores de 75 años.<sup>2</sup> Los datos anteriores junto con el envejecimiento de la población y el aumento de la esperanza de vida indican que es muy probable que la prevalencia de esta patología aumente en los próximos años.

La disminución de visión que provoca la catarata es reversible quirúrgicamente mediante la técnica de facoemulsificación. En esta, se reemplaza el cristalino opaco por una lente intraocular (LIO) con el objetivo de lograr la máxima independencia del uso de corrección óptica tras la intervención quirúrgica (IQ).<sup>3</sup> Por lo que actualmente la cirugía de catarata también puede considerarse como una cirugía refractiva.

El éxito de la cirugía viene determinado en gran medida por el resultado refractivo postoperatorio, que a su vez dependerá de la exactitud en la toma de medidas preoperatorias, de la elección de la LIO y de la fórmula elegida para el cálculo de la potencia en cada caso.<sup>4</sup> Por ello, en este estudio, se ha decidido evaluar cómo estima la fórmula SRK/T, una de las fórmulas más utilizadas de tercera generación, la posición efectiva de la lente intraocular (ELP) y su repercusión en el resultado refractivo postoperatorio y además, analizar la correlación de los resultados obtenidos a través de dos tipos diferentes de biometrías.

### 2.2. CATARATA

La catarata es una pérdida progresiva de transparencia del cristalino que, por lo general, se desarrolla de forma lenta e indolora, afectando a la visión y a las actividades básicas de la vida diaria de las personas que la padecen. La sintomatología común incluye disminución de la agudeza visual y de la sensibilidad al contraste, déficit en la visión nocturna, deslumbramientos y halos, entre otros.<sup>5, 6</sup>

La catarata puede clasificarse atendiendo a múltiples factores, entre los que destacan según su forma clínica, localización, grado de coloración o etiología, siendo la de carácter senil la más frecuente.<sup>5</sup>

Su extracción quirúrgica es el único tratamiento definitivo, no existiendo procedimientos preventivos ante su aparición y/o desarrollo. Actualmente, la intervención se lleva a cabo mediante facoemulsificación, basada en el uso de ondas de ultrasonido que fragmentan el cristalino opacificado para su posterior eliminación mediante aspiración, sustituyendo en última instancia el núcleo cristalino por una LIO, cuya potencia se calcula previamente a partir de medidas preoperatorias.<sup>5,7</sup>

### 2.3. LENTE INTRAOCULARES

Una LIO es una lente artificial, transparente, de pequeño tamaño y fabricada de material sintético (la mayoría silicona o acrílico) que sustituye al cristalino opacificado mediante la cirugía de cataratas.<sup>8,9</sup>

Hoy en día podemos encontrar gran variedad de tipos de LIOs con el objetivo de adaptarse a las necesidades visuales de cada paciente. Todas ellas están formadas por la zona óptica y los hápticos, a cada lado de la lente, que permiten su sujeción a las diferentes estructuras oculares (Figura 1). Pueden clasificarse, entre otros, en función de la ubicación de su implantación, del material con el que están fabricadas, o de su diseño óptico (esférico, esférico, tórico, multifocal, combinado, con o sin filtros, etc.).<sup>10</sup>



Figura 1. LIOs con diferentes geometrías y diseños de hápticos.<sup>11</sup>

Es importante elegir el tipo de lente adecuada, realizar correctamente su cálculo y ofrecer información correcta y precisa a cada paciente, con el fin de que encontrar la mejor solución a sus necesidades y no despertar falsas expectativas sobre las mismas.<sup>10</sup>

### 2.4. EVOLUCIÓN DE LAS FÓRMULAS PARA EL CÁLCULO DE LA POTENCIA DE LA LENTE INTRAOCULAR

Durante finales de los años 60 el Dr. Fyodorov desarrolló la primera fórmula teórica para el cálculo de la potencia de la LIO. Esta, tenía en cuenta la longitud axial (LA) y la queratometría (K), y se mantenían constantes los valores del índice de refracción, distancia al vértice corneal, profundidad de cámara anterior (ACD) y ELP. Con estas fórmulas se obtuvo buena capacidad predictiva en ojos con valores biométricos normales ( $LA 23,50 \pm 1,50$  mm), pero, el problema de estas fue que los ojos largos ( $LA > 25,00$  mm) quedaban hiperconvergiados y los ojos cortos ( $LA < 22,00$  mm) hipocorregidos, y por esta razón, actualmente no se utilizan.<sup>4,12-14</sup>

De los problemas encontrados en las fórmulas anteriores, en los años 80 surgió una nueva generación de fórmulas teóricas, las fórmulas de segunda generación, en las que se pasó de una ELP constante, a una ELP modificable en función de la LA (a mayor LA, mayor será la ELP). Pero, actualmente tampoco se utilizan, ya que se seguían produciendo errores refractivos no deseados en ojos con LA fuera de los rangos normales.<sup>13,14</sup>

Paralelamente, se desarrollaron fórmulas empíricas como la SRK, por Sanders, Retzlaff y Kraft a partir de un estudio basado en el análisis de datos obtenidos en IQ anteriores. Pero tenían el mismo problema que las anteriores frente a rangos de LA fuera de la normalidad. Por ello, los propios autores decidieron realizar pequeñas modificaciones que terminaron por traducirse en una evolución de la fórmula, denominada SRKII, aunque no se consiguió solucionar este problema.<sup>13,14</sup>

Durante la década de los 90 comenzaron a desarrollarse las fórmulas de tercera generación (fórmulas teórico-empíricas), como la SRK/T, la Holladay y la Hoffer-Q. Estas fórmulas calculan la ELP en función de la LA y la K y actualmente están consideradas el gold standart. Su éxito o fracaso dependerá de la estimación de la ELP que realice. De forma que, si la ELP calculada por la fórmula coincide con la posición real de la lente, el ojo quedara emétrope (Figura 2. Caso A), si la ELP calculada es menor, el ojo quedará hipermetrope (Figura 2. Caso B) y si la ELP calculada es mayor, el ojo quedará miope (Figura 2. Caso C).<sup>12-14</sup>

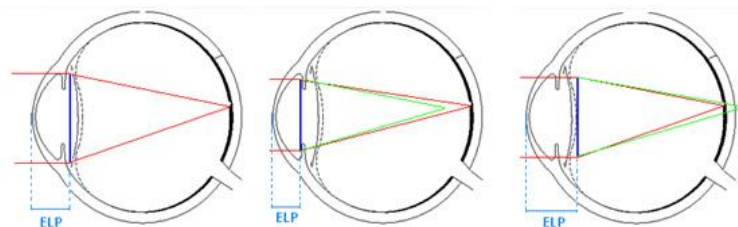


Figura 2. Mismo ojo con diferentes ELP.<sup>12</sup>

El problema de estas fórmulas es que la estimación de la ELP mediante la LA y K es lineal y son ciegas al polo anterior. Con esto se está cometiendo un error en el cálculo ya que un ojo corto puede presentar un segmento anterior normal, pequeño o grande e igual pasaría con un ojo largo y un ojo de LA normal. Para estas fórmulas, cada LIO, tiene una constante específica, que varía en función de la fórmula y del instrumento utilizados. La constante A, se utiliza para la fórmula SRK/T, la ACD personalizada es el parámetro usado por la fórmula Hoffer-Q y el SF es el parámetro utilizado por la fórmula Holladay. Existe una equivalencia directa entre ellas que se puede obtener de forma sencilla mediante conversores disponibles en internet como el de User Group for Laser Interference Biometry (ULIB).<sup>13,14</sup>

Durante la última década se comenzaron a desarrollar otra nueva generación de fórmulas, las de cuarta generación, que se basaban en la incorporación de más factores con el fin de obtener una mayor precisión y corregir el error que cometían las fórmulas de tercera generación. Una de ellas es la Holladay II, que utiliza siete variables en el cálculo (LA, K, diámetro corneal horizontal, ACD, espesor del cristalino (LT), refracción preoperatoria y edad) y que no ha sido publicada, ya que el autor reserva su derecho de uso y venta. Otra de ellas es la fórmula de Haigis, que utiliza las medidas preoperatorias de LA, K, ACD y además tres constantes ( $a_0$ ,  $a_1$  y  $a_2$ ).<sup>13-15</sup>

## 2.5. BIOMETRÍA

La biometría ocular es la disciplina que se encarga de la medida de los parámetros físicos del globo ocular a lo largo de su eje axial. Realiza las medidas que son necesarias para el cálculo de la LIO a implantar en la cirugía de catarata, para así obtener unos resultados de refracción postoperatoria óptimos.<sup>3</sup>

Podemos encontrar dos tipos de biometría ocular, la biometría por ultrasonidos (de contacto o de inmersión) y la biometría óptica o de no contacto, siendo esta actualmente el gold estándar. Puede estar basada en la interferometría de coherencia parcial (PCI), en la reflectometría óptica de baja coherencia (OLCR) o en la tomografía de coherencia óptica swept source (SS-OCT). Este hecho, dependerá del aparato, IOLMaster® 500 de Zeiss, Lenstar LS900® de Haag-Streit e IOL Master® 700 de Zeiss, respectivamente.<sup>16</sup>

La diferencia entre estos dos tipos de biometría radica en que la biometría óptica no necesita contacto con el ojo y la ultrasónica si y en que la óptica realiza medidas desde el vértice corneal hasta el epitelio pigmentario de la retina (EPR) y la ultrasónica mide desde el vértice corneal hasta la membrana limitante interna (MLI). Esta diferencia equivale de 0.20 a 0.30 mm de diferencia entre las dos técnicas (equivalente al grosor de la retina en la macula) y que un algoritmo interno compensa.<sup>17</sup>

### 2.5.1. Biometría óptica

Su fundamento es la interferometría de Michelson (Figura 3). Un láser diodo emite un haz de luz que se divide en dos, un haz se dirige hacia el ojo y el otro a un espejo de referencia que está dentro del instrumento. La interferencia entre el haz de referencia y las reflexiones de luz que vuelven de las diferentes estructuras pueden ser medidas por el interferómetro dándonos la distancia entre ellas. Se pueden obtener de forma precisa medidas de LA, ACD, K, LT y diámetro corneal horizontal (WTW), entre otras. Una vez registradas las medidas, el instrumento aportará un informe con las dimensiones del ojo y el valor de la LIO a implantar en la cirugía.<sup>17, 18</sup>

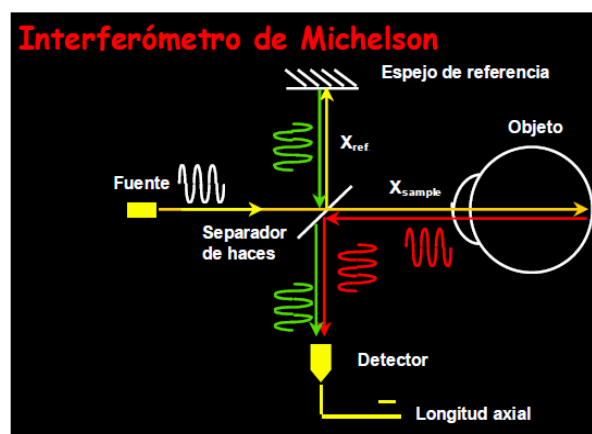


Figura 3. Interferómetro de Michelson.<sup>17</sup>

### 2.5.2. Biometría de ultrasonidos

Se basa en los ultrasonidos que son ondas acústicas que viajan a velocidades distintas según la densidad del tejido que atraviesan, siendo mayor cuando éstos son más densos (Tabla 1), de tal modo que, cuando encuentran un cambio de medio, es decir, un cambio en el índice de refracción, producirán un rebote, “eco” o reflexión que quedará registrado en el sistema, dando lugar a un gráfico denominado ecograma.<sup>17</sup>

Tabla 1. Velocidad del ultrasonido en el globo ocular. <sup>4</sup>	
ESTRUCTURA OCULAR	VELOCIDAD DEL ULTRASONIDO (m/s)
Córnea	1641
Cámara anterior	1532
Cristalino	1641
Cámara vítrea	1532
Retina	1550
Ojo fáquico	1550
Ojo afáquico	1532

Conociendo la velocidad en cada medio y, determinando el tiempo que tardan en producirse los ecos, aplicando las fórmulas fundamentales de la física ( $\text{Espacio} = \text{Velocidad} * \text{Tiempo}$ ), se podrá obtener el valor de la distancia recorrida por la onda y, por tanto, los espesores de las distintas estructuras. Hay que tener en cuenta que la onda hace un recorrido de ida y vuelta, con lo que la fórmula será  $\text{Distancia} = \text{Velocidad} * (\text{Tiempo}/2)$ .<sup>17</sup>

El aparato de ultrasonidos dispone de una sonda emisora de energía ultrasónica, que al estar en contacto con la córnea (método de aplanación o de contacto) o a través de una interfase líquida (método de inmersión), obtiene medidas de LA, ACD, LT, longitud del cuerpo vítreo (V) y la potencia equivalente del cristalino (para implantación de una LIO) en un ojo emétrope teórico con las mismas características que el medido. Una vez registradas las medidas, el instrumento aportará un informe con las dimensiones del ojo y el valor de la LIO a implantar en la cirugía.<sup>17</sup>

Tendremos que tener en cuenta la ganancia (grado de amplitud de los ecos), que es directamente proporcional a la sensibilidad del aparato e inversamente proporcional a la exactitud con la que se realizan las lecturas, por lo que lo ideal sería utilizar la ganancia más baja que permita realizar una lectura.<sup>17</sup>



### 2.5.3. Ventajas y desventajas

Tabla 2. Ventajas y desventajas de la biometría de contacto y la biometría óptica. <sup>17</sup>			
Biometría de contacto		Biometría óptica	
Ventajas	Desventajas	Ventajas	Desventajas
Puede medir la longitud axial sin depender de la madurez del cristalino aumentando la ganancia del aparato.	No es un aparato reproducible, los resultados dependen mucho de la destreza del técnico que la realiza.	No hay contacto corneal, por lo que no se requiere la instilación de ningún colirio anestésico.	El láser no atraviesa masas o sólidos opacos por lo que no podrá hacer mediciones cuando se presenten cicatrices corneales centradas, desprendimiento de retina, cataratas maduras,...
Se puede realizar, aunque se haya realizado cualquier técnica de contacto corneal.	No se debe presionar la córnea y hay que situar la sonda de manera perpendicular a cornea, cristalino y macula para no falsear las medidas.	En un solo aparato se realizan todas las medidas necesarias para el cálculo de la LIO.	No debe de realizarse después de haber realizado cualquier técnica de contacto corneal ya que la queratometría se puede falsear.
	Necesita la instilación de gotas, debido al contacto corneal.	Es reproducible, no depende de la habilidad del técnico.	Su precio es elevado.
	Necesita utilizar otros aparatos para realizar medidas que se necesitan para el cálculo de la LIO como la K.		

### 3. HIPÓTESIS

La posición efectiva de la lente intraocular estimada por SRK/T será diferente a la medida en el postoperatorio y esto supondrá un error refractivo postoperatorio no deseado.

## 4. OBJETIVOS

---

1. Comparar la posición efectiva de la lente intraocular obtenida mediante la fórmula de cálculo de tercera generación SRK/T y la medida en el postoperatorio.
2. Comparar el equivalente esférico obtenido mediante refracción subjetiva tras la cirugía y el equivalente esférico objetivo estimado por los biómetros en el preoperatorio.
3. Evaluar cómo afecta el error en la posición final de la lente intraocular al resultado refractivo postoperatorio.
4. Estudiar la relación entre la profundidad de cámara anterior, la longitud axial y la posición final de la lente intraocular.
5. Comparar la ELP calculada a partir de los datos del biómetro de ultrasonidos y del biómetro óptico mediante la fórmula SRK/T.
6. Evaluar si el equivalente esférico estimado por el biómetro de ultrasonidos y el estimado por el biómetro óptico para una misma potencia de LIO son concordantes.

## 5. MATERIAL Y MÉTODOS

---

### 5.1. DISEÑO DEL ESTUDIO

Para la realización de este estudio, se seleccionaron pacientes que iban a ser operados de cataratas mediante la técnica de facoemulsificación de cristalino en el Hospital Nuestra Señora de Gracia de Zaragoza. El protocolo de estudio fue diseñado siguiendo las directrices de la declaración de Helsinki. A todos los pacientes se les solicitó permiso para ser incluidos en el estudio mediante la firma de un consentimiento informado. Los pacientes fueron informados verbalmente de todas las pruebas realizadas en el preoperatorio y en el postoperatorio. La recogida de datos se llevó a cabo desde el mes de octubre de 2018 hasta febrero de 2019.

#### 5.1.1. Criterios de inclusión

1. Catarata que justifique disminución de AV.
2. Pacientes aptos para la implantación de una LIO monofocal en saco capsular.

#### 5.1.2. Criterios de exclusión

1. Pacientes que padecieran cualquier tipo de patología ocular (glaucoma, retinopatías, alteraciones corneales, anejos oculares, etc.).
2. Pacientes sometidos a intervenciones oculares (vitrectomía, LASIK, PRK, etc.).
3. Pacientes a los que debido a su astigmatismo corneal se les fuera a implantar una LIO tórica.
4. Pacientes con catarata avanzada que no pudieran ser explorados mediante el biómetro óptico IOL Master® 700 de Zeiss®.
5. Pacientes alérgicos a la Oxibuprocaina hidrocloreto y la Tetracaína hidrocloreto (componentes del anestésico doble COLIRCUSI®) pues no se les podría realizar la biometría por ultrasonidos Ocuscan® RxP de Alcon®.

## 5.2. PROTOCOLO EXPLORATORIO

El protocolo exploratorio realizado se presenta en la Tabla 3 y consistió en una visita preoperatoria y otra visita postoperatoria al mes de la intervención de cirugía de cataratas. Las medidas fueron tomadas y obtenidas siempre por el mismo examinador. El biómetro óptico utilizado en el estudio fue calibrado diariamente antes de la toma de medidas siguiendo las instrucciones del fabricante.

Tabla 3. Resumen esquemático del protocolo exploratorio realizado	
<b>PREOPERATORIO</b>	BIOMETRÍA IOL MASTER® 700 DE ZEISS®
	BIOMETRÍA POR ULTRASONIDOS OCUSCAN® RXP DE ALCON®
<b>INTERVENCIÓN QUIRÚRGICA</b>	
<b>POSTOPERATORIO AL MES DE LA INTERVENCIÓN</b>	BIOMETRÍA IOL MASTER® 700 DE ZEISS®
	BIOMETRÍA POR ULTRASONIDOS OCUSCAN® RXP DE ALCON®
	REFRACCIÓN OBJETIVA Y SUBJETIVA

### 5.2.1. Metodología de las principales exploraciones realizadas

#### 1. Biómetro óptico IOL MASTER® 700 de Zeiss®:

El IOL MASTER® 700 es un biómetro óptico de alta resolución que utiliza la tecnología Swept-Source (láser con una longitud de onda sintonizable centrada en 1055 nm) y genera ecos-B para determinar los datos biométricos del ojo. Estos ecos-B se muestran como una imagen de OCT que muestra detalles anatómicos en una sección longitudinal a través de todo el ojo (Figura 4). Esto permite detectar rasgos inusuales de los ojos, tales como el grado de inclinación y descentramiento del cristalino o de la LIO implantada. Mediante la tecnología OCT de barrido, determina la LA, la ACD, el LT o el espesor de la LIO, así como el grosor corneal central. Obtiene la K a través de los puntos de luz reflejados en la superficie corneal, y el diámetro pupilar, el eje visual (línea de visión) y el WTW en base a una imagen escleral e iridiana, adquiriendo múltiples mediciones para cada uno de los parámetros con un solo proceso de captura.<sup>19</sup>

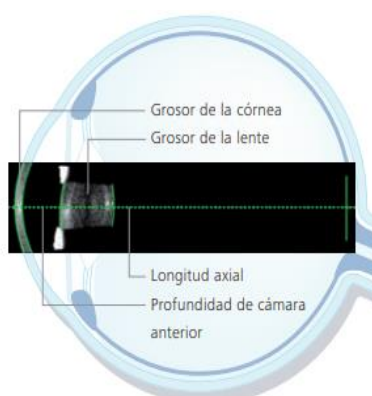


Figura 4. Imagen OCT de la longitud axial en un corte longitudinal a través del biómetro óptico IOL MASTER® 700 de Zeiss.<sup>19</sup>

Este dispositivo se utilizó tanto en el preoperatorio como en el postoperatorio, recogiendo medidas de K, LA, ACD, LT, potencia de la LIO implantada calculada mediante la fórmula de tercera generación SRK/T y equivalente esférico (EE) esperado tras la IQ. Ofrece diferentes fórmulas y modelos de lentes con el fin de calcular la potencia de la LIO a implantar y el equivalente esférico que se espera obtener tras la cirugía. Mediante este biómetro no se obtuvieron medidas de ACD y LT postoperatorias debido a que este no detectaba la LIO, por lo que no se pudo calcular la posición de la lente postquirúrgica. Por esta razón, se ha considerado como error absoluto medio de la ELP a partir de esta biometría ( $EAM_{IOL}$ ), a la diferencia entre la ELP estimada por la fórmula SRK/T a través del IOL MASTER® 700 ( $ELP_{IOL}$ ) y la posición de la lente real ( $ELP_{REAL}$ ), considerándose esta última, la distancia medida desde la cara anterior de la córnea, al espesor medio de la LIO medida con el biómetro de ultrasonidos OCUSCAN® RXP. El procedimiento seguido para la realización de esta biometría se encuentra en el ANEXO I.

## 2. Biómetro ultrasónico OCUSCAN® RXP de Alcon®:

El OCUSCAN® RXP de Alcon® es una herramienta de diagnóstico basada en ecografías de modo A y que puede realizar tanto biometrías de contacto o por inmersión ( $10\text{MHz} \pm 1\text{MHz}$ ), como paquimetrías ( $20\text{MHz} \pm 1\text{MHz}$ ). El equipo consta de una consola principal, un pedal, una fuente de alimentación externa y dos sondas, una de biometría, situada en el lateral derecho del monitor, y otra de paquimetría, situada a la izquierda. La pantalla táctil permite un fácil manejo del sistema mediante el uso de un puntero (Figura 5).<sup>20</sup>

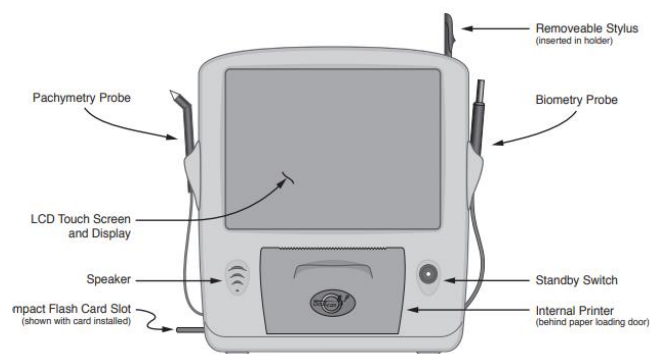


Figura 5. Panel frontal del OCUSCAN RxP de ALCON con sus elementos señalados.<sup>20</sup>

Mide la LA, la ACD, el LT o espesor de la LIO utilizando la sonda de biometría y el grosor corneal en diferentes puntos de la córnea utilizando la sonda de paquimetría. La K necesaria para el cálculo de la potencia de la LIO ha de ser obtenida mediante otra técnica y debe ser introducida manualmente. Ofrece diferentes fórmulas y modelos de lentes con el fin de calcular la potencia de la LIO a implantar y el equivalente esférico que se espera obtener tras la cirugía.<sup>20</sup>

Para las biometrías realizadas con este equipo se utilizó la técnica de contacto tanto en el preoperatorio como en el postoperatorio, recogiendo medidas de LA, ACD, LT, potencia de la LIO implantada calculada mediante la fórmula SRK/T y equivalente esférico esperado tras la IQ. A partir de los datos del postoperatorio se ha calculado la  $ELP_{REAL}$  y a partir de la diferencia entre la  $ELP_{US}$  y la  $ELP_{REAL}$  se ha obtenido el error absoluto medio de la ELP obtenido a partir de esta biometría ( $EAM_{US}$ ).

Este dispositivo necesita la introducción de la K, la cual se obtuvo mediante el IOL MASTER® 700. El procedimiento seguido para la realización de esta biometría se encuentra en el ANEXO 2.

### 3. Refracción:

La refracción postoperatoria, al mes de la intervención, se realizó en condiciones de iluminación mesópica (3 cd/m<sup>2</sup>). Se realizó el máximo positivo máxima agudeza visual y los cilindros cruzados de Jackson para el ajuste del componente esférico y el componente cilíndrico, respectivamente. Se realizó con gafa de prueba tanto para visión lejana como para visión próxima y se utilizaron optotipos proyectados. Se partió de la refracción objetiva obtenida por el autoquerato-refractómetro KR 8900® de TOPCON® que proporciona medidas tanto de la refracción objetiva como de la queratometría corneal. Para el análisis estadístico se recogió la medida del equivalente esférico subjetivo (EE<sub>SUBJ</sub>).

### 5.3. LA FÓRMULA SRK/T

Sanders, Retzlaff y Kraff desarrollaron la fórmula teórico-empírica SRK/T, ante la necesidad de mejorar el cálculo de la ELP, conscientes de que esta era muy importante para disminuir el error dióptrico postoperatorio, ya que esta es la única variable que no puede medirse preoperatoriamente y que la fórmula debe estimar. Esta fórmula es gratuita y está incluida en prácticamente todos los biómetros actuales.<sup>14</sup>

Calcula la ELP o ACD postoperatoria de la siguiente forma:<sup>14,21</sup>

$$ELP = H + \text{offset}$$

Donde H es la altura corneal o distancia entre el ápex de la córnea y el plano del iris:

$$H = r - [r^2 - (Cw^2 / 4)]^{-2}$$

Donde r es el radio de curvatura corneal y Cw es la anchura corneal que los autores derivaron por regresión lineal, obteniendo la fórmula:

$$r = 337,5 / K$$

$$Cw = -5,41 + (LCOR * 0.58412) + (0,098 * K)$$

LCOR es la LA corregida y K es la queratometría media. Si la longitud axial es menor de 24,40 mm, LA=LCOR y si es mayor de 24,40 mm los autores la “corrigen” mediante la fórmula:

$$LCOR = 3,446 + 1,716 * LA - 0,0237 * L^2$$

Offset es una constante que se deriva mediante la fórmula:

$$\text{offset} = ACD (\text{constante}) - 3,336$$

Donde ACD (constante) es la constante de LIO facilitada por el fabricante.

Este desarrollo se insertó en una hoja de cálculo de Microsoft Office® Excel 365 con el objetivo de obtener la ELP que estima la fórmula SRK/T. El proceso se realizó con los datos recogidos a través del IOL MASTER® 700 y el OCUSCAN® RXP.

#### 5.4. LENTE INTRAOCULARES IMPLANTADAS

A continuación, se explicarán de forma breve las características de las LIOs que se implantaron durante la cirugía de catarata a los sujetos de estudio. Todas ellas son LIOs pseudofáquicas monofocales destinadas a ser implantadas en el saco capsular.

Tabla 4. Principales características de las lentes intraoculares implantadas				
NOMBRE	AMO Tecnis 1 ZCB00 <sup>22</sup>	EyeCee One <sup>23</sup>	Physiol Micro+A 123 <sup>24</sup>	SN60WF <sup>25</sup>
LABORATORIO	Abbott Medical Optics®	Bausch & Lomb®	MEDICAL MIX®	Alcon®
DISEÑO	Asférica	Asférica	Asférica	Asférica
FORMA	Biconvexa	Biconvexa	Biconvexa	Biconvexa
MATERIAL	Acrílica hidrofóbica	Acrílica hidrofóbica	Acrílica hidrofílica	Acrílica
ÍNDICE DE REFRACCIÓN	1,47	1,52	1,46	1,55
BLOQUEO	UV	UV y luz azul	UV	UV y luz azul
CONSTANTE A BIÓMETRO ÓPTICO	119,3	119,7	118,9	119,0
CONSTANTE A BIÓMETRO ULTRASONIDOS	118,8	119,1	118,59	118,7

#### 5.5. ESTUDIO ESTADÍSTICO

Se desarrolló una base de datos a partir del programa Excel (Microsoft Office® 365, Microsoft Office Corporation, EEUU) con las variables recogidas, exportándose posteriormente al software SPSS (Versión 23.0, IBM Corporation, Somers, EEUU) mediante el cual se realizaron todos los análisis estadísticos.

En la estadística descriptiva se expresan los resultados obtenidos para las diferentes variables a través del valor promedio y de la desviación estándar (DE).

En la estadística inferencial, el nivel de significancia o p-valor (p), por debajo del cual las diferencias se consideran estadísticamente significativas, se estableció en el 5% ( $p \leq 0.05$ ). Se comprobó el supuesto de normalidad de las variables cuantitativas mediante la prueba Kolmogorov-Smirnov. Se realizaron comparaciones de medias a través de la prueba t de Student para muestras

relacionadas. Por último, se utilizó la correlación lineal de Pearson para analizar si existía relación lineal entre variables a través de su coeficiente (CP).

## 6. RESULTADOS

La muestra inicialmente estaba compuesta por 35 ojos, pero quedó reducida a 30 ojos (16 ojos derechos y 14 ojos izquierdos), ya que o bien finalmente no se operaron, fueron operados en otro hospital o se les implanto una LIO tórica; 19 fueron mujeres y 11 hombres, con una media de edad de  $75,83 \pm 6,639$  años comprendida entre 64 y 88 años. De los 30 ojos, 4 (13,33%) corresponden a longitudes axiales inferiores a 22,00 mm, 1 (3,33%) a longitudes axiales superiores a 24,50 mm y los 25 restantes (83,33%) a longitudes comprendidas entre los 22,00 mm y 24,50 mm.

### 6.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

Los valores de las variables cuantitativas del estudio se describen en la tabla 5. De ella se extrae información de los dos periodos de estudio, así como del valor medio y su error, que en este caso se especifica mediante la DE o dispersión de la media. La falta de datos obtenidos al mes de la intervención mediante biometría óptica es debida a que no se consiguió obtener medidas de ACD y LT en un importante número de pacientes mediante esta técnica, por lo que no se han tenido en cuenta en el procesamiento estadístico.

Tabla 5. Estadísticos descriptivos de las variables cuantitativas del estudio. de color: preoperatorio azul (azul), mes de la cirugía (naranja) y no se obtuvieron datos (gris).				
	IOL MASTER® 700		OCUSCAN® RXP	
	PREOPERATORIO	POSTOPERATORIO	PREOPERATORIO	POSTOPERATORIO
VARIABLE	MEDIA $\pm$ DE	MEDIA $\pm$ DE	MEDIA $\pm$ DE	MEDIA $\pm$ DE
LA (mm)	23,07 $\pm$ 1,01	23,03 $\pm$ 1,00	22,82 $\pm$ 0,99	22,64 $\pm$ 1,07
ACD (mm)	2,97 $\pm$ 0,32	4,53 $\pm$ 0,55	2,95 $\pm$ 0,47	3,91 $\pm$ 0,31
Queratometría media SIMK (D)	44,14 $\pm$ 1,98	44,15 $\pm$ 2,03		
Potencia LIO implantada (D)	22,80 $\pm$ 2,74		22,80 $\pm$ 2,74	
EE objetivo (D)	-0,22 $\pm$ 0,24		-0,40 $\pm$ 0,68	
ELP (mm)	5,65 $\pm$ 0,42		5,24 $\pm$ 0,37	
ELP final (mm)				4,34 $\pm$ 0,31
EE subjetivo (D)	-0,33 $\pm$ 0,45			

## 6.2. ESTADÍSTICA INTERFERENCIAL

Una vez evaluada la distribución normal de las variables recogidas, se compararon las medias de las variables objetivo a través de la prueba t de Student para pares de muestras relacionadas (tabla 6).

Tabla 6. Prueba paramétrica t de Student para pares de muestras relacionadas.	
	P-VALOR
$ELP_{IOL}^1 - ELP_{REAL}^2$	0,000*
$ELP_{US}^3 - ELP_{REAL}$	0,000*
$ELP_{IOL} - ELP_{US}$	0,000*
$EE_{SUBJ}^4 - EE_{IOL}^5$	0,206
$EE_{SUBJ} - EE_{US}^6$	0,610
$EE_{IOL} - EE_{US}$	0,505

Ver acrónimos en tabla 6.1

Tabla 6.1. Acrónimos utilizados durante el estudio estadístico
<sup>1</sup> Posición efectiva de la lente estimada por la fórmula SRK/T a partir de los datos del IOL MASTER® 700.
<sup>2</sup> Posición efectiva de la lente medida en el postoperatorio mediante del OCUSCAN® RXP.
<sup>3</sup> Posición efectiva de la lente estimada por la fórmula SRK/T a partir de los datos del OCUSCAN® RXP.
<sup>4</sup> Equivalente esférico subjetivo evaluado en el postoperatorio.
<sup>5</sup> Equivalente esférico objetivo estimado a través del IOL MASTER® 700.
<sup>6</sup> Equivalente esférico objetivo estimado a través OCUSCAN® RXP.

En la tabla 7 se muestra a través de la correlación lineal de Pearson, la relación entre  $ELP_{IOL}$  y  $ELP_{REAL}$ , entre  $ELP_{US}$  y  $ELP_{REAL}$  y también entre  $ELP_{IOL}$  y  $ELP_{US}$ . Estos resultados pueden ser observados gráficamente por medio de la figura 6.

Tabla 7. Prueba del coeficiente de correlación de Pearson para las variables posición efectiva de la lente.			
	$ELP_{IOL} - ELP_{REAL}$	$ELP_{US} - ELP_{REAL}$	$ELP_{IOL} - ELP_{US}$
P-VALOR	0,051	0,072	0,000*
CP	0,354	0,328	0,950



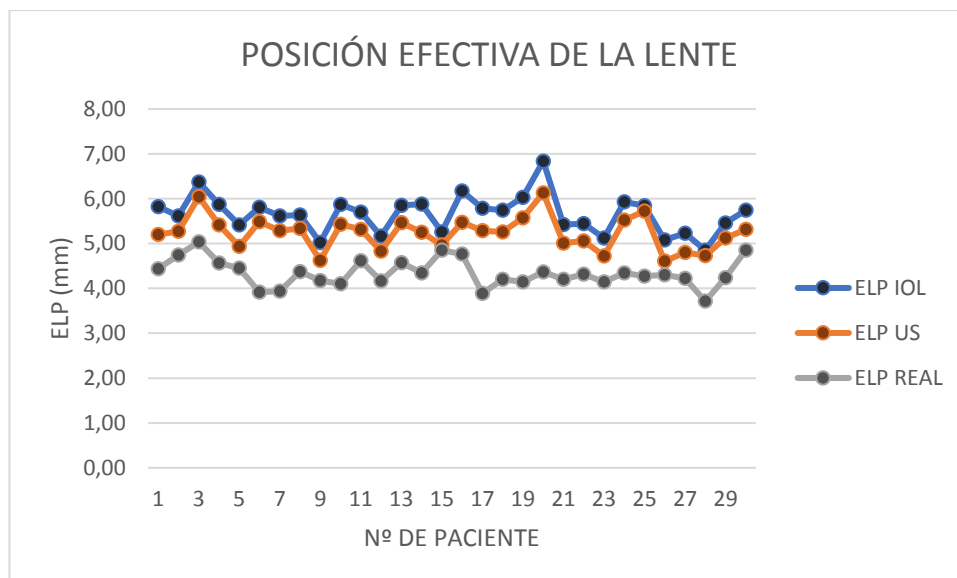


Figura 6. Posición efectiva de la lente. Representación de la posición efectiva de la lente estimada por la SRK/T en el preoperatorio (azul, IOL MASTER® 700; naranja OCUSCAN® RXP) y la medida al mes de la cirugía (gris, OCUSCAN® RXP).

De la misma forma, en la tabla 8 y en la figura 7, se correlacionan  $EE_{SUBJ}$  y  $EE_{IOL}$ ,  $EE_{SUBJ}$  y  $EE_{US}$  y también  $EE_{IOL}$  y  $EE_{US}$ .

Tabla 8. Prueba del coeficiente de correlación de Pearson para las variables equivalente esférico.			
	$EE_{SUBJ} - EE_{IOL}$	$EE_{SUBJ} - EE_{US}$	$EE_{IOL} - EE_{US}$
<b>P-VALOR</b>	0,196	0,045*	0,505
<b>CP</b>	0,252	0,382	0,124

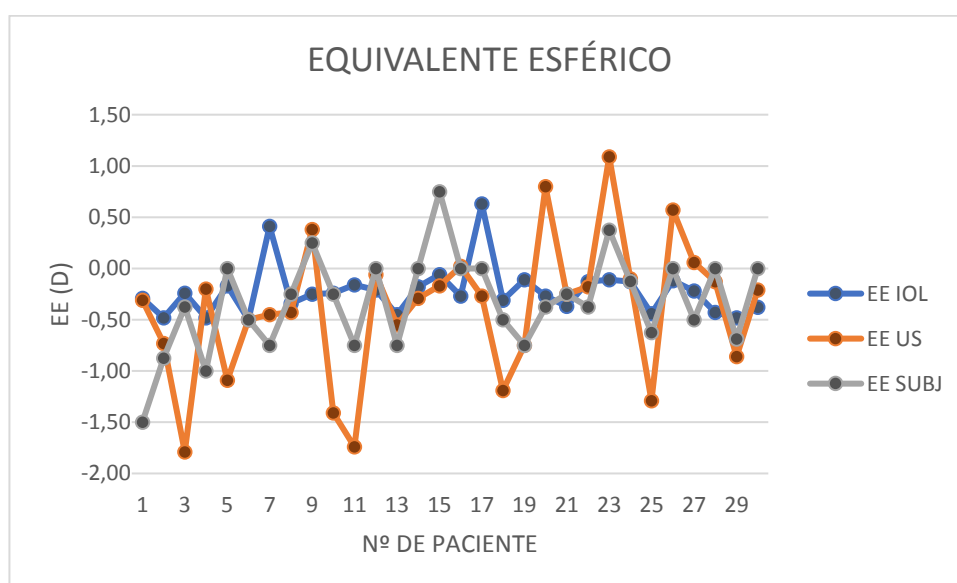


Figura 7. Equivalente esférico. Representación del equivalente esférico estimado en el preoperatorio (azul, IOL MASTER® 700; naranja OCUSCAN® RXP) y al mes de la cirugía (gris, subjetivo).

Otra relación que destacar es la del  $EE_{SUBJ}$  y el error absoluto medio (EAM) de la posición efectiva de la lente que podemos observar en la figura 8.

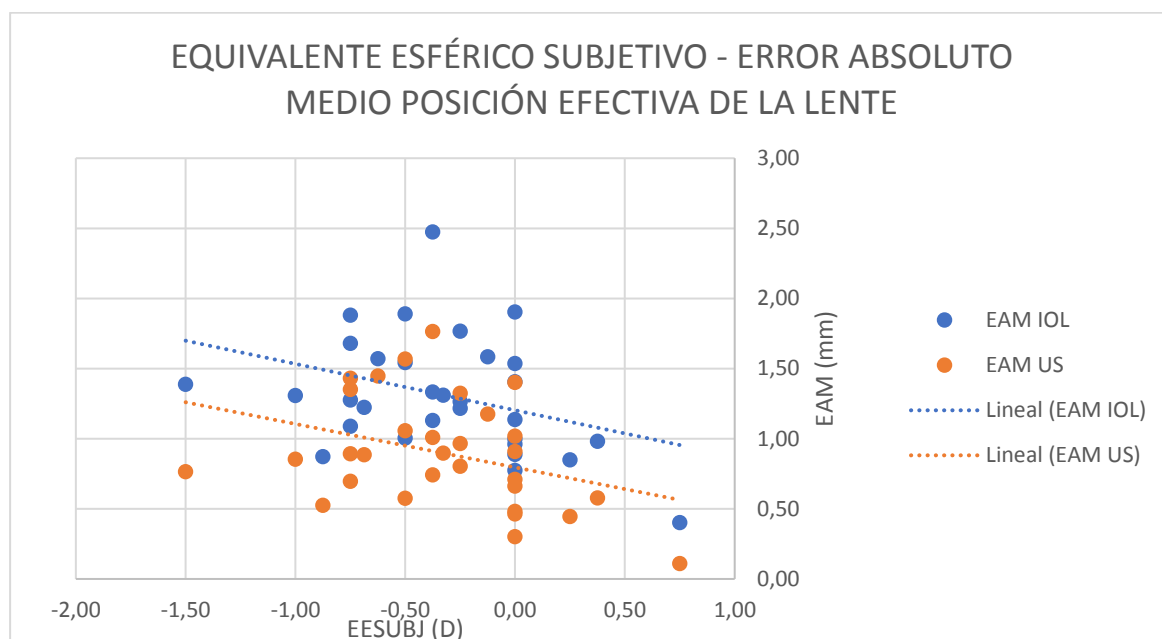


Figura 8. Relación entre el equivalente esférico y el error absoluto medio de la posición efectiva de la lente. Diagrama de dispersión del equivalente esférico estimado en el preoperatorio (azul, IOL MASTER® 700; naranja OCUSCAN® RXP) y el error absoluto medio de la posición efectiva de la lente al mes de la cirugía (OCUSCAN® RXP).

Para terminar, se analizará la correlación entre LA y ACD medidas en el preoperatorio (tabla 9), LA preoperatoria y  $ELP_{REAL}$  (tabla 10) y, por último, ACD preoperatoria con  $ELP_{REAL}$  (tabla 11).

Tabla 9. Prueba del coeficiente de correlación de Pearson para las variables longitud axial y profundidad de cámara anterior preoperatorias para IOL MASTER® 700 y OCUSCAN® RXP.		
	IOL MASTER® 700	OCUSCAN® RXP
	LA - ACD	LA - ACD
P-VALOR	0,219	0,175
CP	0,227	0,250

Tabla 10. Prueba del coeficiente de correlación de Pearson para las variables longitud axial preoperatoria y posición efectiva de la lente postoperatoria para IOL MASTER® 700 y OCUSCAN® RXP.		
	IOL MASTER® 700	OCUSCAN® RXP
	LA - $ELP_{REAL}$	LA - $ELP_{REAL}$
P-VALOR	0,032*	0,055
CP	0,387	0,348

Tabla 11. Prueba del coeficiente de correlación de Pearson para las variables profundidad de cámara anterior preoperatoria y posición efectiva de la lente postoperatoria para IOL MASTER® 700 y OCUSCAN® RXP.		
	IOL MASTER® 700	OCUSCAN® RXP
	ACD - ELP <sub>REAL</sub>	ACD - ELP <sub>REAL</sub>
<b>P-VALOR</b>	0,108	0,601
<b>CP</b>	0,294	0,098

## 7. DISCUSIÓN

El pasado 24 de mayo, el periódico La Voz de Galicia publicaba una entrevista a Ramón Lorente Moore, presidente de la Sociedad Española de Cirugía Ocular Implanto-Refractiva (SECOIR) durante su congreso número 34 donde decía que “España es referencia en cirugía de cataratas; tanto en aparatos, como en lentes intraoculares y demás. Se pretende que sea una cirugía refractiva, que todo paciente salga sin gafas; que vea tanto de lejos como de cerca. En eso es en lo que más se avanza, aunque no se puede lograr en todos los casos”.<sup>27</sup> La mejora en las técnicas quirúrgicas, el perfeccionamiento de las lentes intraoculares, el avance de los instrumentos utilizados en el preoperatorio y la evolución de las fórmulas de cálculo de la potencia de las lentes intraoculares, están originando que los resultados obtenidos en la cirugía de cataratas sean óptimos, con postoperatorios rápidos y funcionalmente sin complicaciones para el paciente. Ya que las fórmulas de tercera generación siguen siendo el gold standart, y el éxito de estas depende en gran medida de la estimación que realizan de la posición efectiva de la lente (ELP), en este trabajo analiza la posible correlación entre la posición de la lente postoperatoria o real (ELP<sub>REAL</sub>) y ELP obtenidas a partir de los datos dos instrumentos diferentes mediante la fórmula SRK/T, tras su estabilización al mes de la operación y su posible repercusión en el error refractivo residual.

En relación a la posición efectiva de la lente estimada a partir de los datos obtenidos mediante biometría óptica IOL MASTER® 700 por la SRK/T (ELP<sub>IOL</sub>) y la posición efectiva de la lente medida en el postoperatorio mediante biometría ultrasónica OCUSCAN® RXP (ELP<sub>REAL</sub>), encontramos diferencias estadísticamente significativas. De igual forma ocurriría entre la ELP<sub>REAL</sub> y la posición estimada por la fórmula a través de biometría de ultrasonidos OCUSCAN® RPX (ELP<sub>US</sub>). Tampoco se han encontrado evidencias de que exista relación entre ellas, ya que el coeficiente de Pearson (CP) no es estadísticamente significativo. Todo esto se puede observar en la figura 6 presentada anteriormente. De aquí, también podríamos concluir que en la ELP<sub>REAL</sub> es menor a la estimada por la SRK/T, es decir, la fórmula habría sobreestimado la ELP en todos los pacientes. Este hecho, según la teoría expuesta anteriormente, implicaría la presencia de un error refractivo miópico que se comprobara posteriormente. No se han encontrado estudios publicados en los que se evaluarán las variables ELP<sub>IOL</sub> - ELP<sub>REAL</sub> y ELP<sub>US</sub> - ELP<sub>REAL</sub>, pero, ya que las ELP estimadas por la fórmula SRK/T no tienen en cuenta la medida del segmento anterior del ojo, lo que, si se ha tenido en cuenta en la ELP<sub>REAL</sub>, se ha atribuido esta diferencia (aproximadamente 1,00 mm) al error en el cálculo que está cometiendo la fórmula, ya que un ojo puede presentar un segmento anterior normal, pequeño o grande. También han podido interferir los factores propios de las lentes intraoculares (LIO) implantadas, ya que se han evaluado 4 LIOs diferentes en conjunto.<sup>12-14</sup>

Por otra parte, en relación al equivalente esférico (EE), no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre los resultados refractivos estimados por el IOL MASTER® 700 ( $EE_{IOL}$ ) y el OCUSCAN® RXP ( $EE_{US}$ ) con respecto a los obtenidos subjetivamente al mes de la cirugía ( $EE_{SUBJ}$ ). Sin embargo, no se ha encontrado correlación entre el EE esperado en el preoperatorio y el  $EE_{SUBJ}$  en ninguno de los dos biómetros, como se puede observar en la figura 7. En cambio, otros autores como Kanellopoulos et al. encontraron correlaciones altas ( $CP > 0,700$ ) entre el  $EE_{US}$  y el  $EE_{SUBJ}$ .<sup>26,28</sup> La diferencia con este estudio puede ser debida a la diferencia de muestras evaluadas (133 casos Kanellopoulos et al. y 30 casos en el presente). En lo referente al IOL MASTER® 700, no se encontraron estudios que confirmaran ni desmintieran estos resultados y tampoco se encontraron estudios que compararan el  $EE_{IOL}$  y el  $EE_{US}$ .

Llegado este punto, resulta interesante relacionar el error absoluto medio (EAM) de los resultados de ELP de la biometría óptica ( $EAM_{IOL}$ ) y de la ultrasónica ( $EAM_{US}$ ) con el  $EE_{SUBJ}$ . De modo que como se puede observar en la figura 8, se confirma la teoría, y es que si la  $ELP_{REAL}$  es menor que la ELP estimada por la fórmula, el ojo quedará miope, aunque la correlación obtenida es débil.<sup>12, 14</sup> Destacar que se obtienen muy buenos resultados refractivos postoperatorios ( $-0,33 \pm 0,45$ ) a pesar del error en la estimación de la ELP, resultado que también se podría atribuir a la medida del segmento anterior o a factores propios de las LIOs, ya que no se han encontrado estudios que relacionasen estos parámetros.

Así mismo, la relación entre la longitud axial (LA) y la profundidad de cámara anterior (ACD) también resulta interesante ya que la teoría nos dice que en la mayoría de los casos ante un ojo con una LA elevada, encontraremos una ACD elevada también, pero como se ha mencionado anteriormente, esto no tiene por qué ser así.<sup>13,14</sup> La relación de estos parámetros con la  $ELP_{POST}$  igualmente resulta llamativa. En cuanto la relación entre LA y ACD preoperatoria, no encontramos correlación entre ellas, es decir, a mayor LA, la tendencia no es encontrar una ACD mayor, lo que, si se demostró en otros estudios como el de Ortiz S, et al. y el de Hosny M, et al. en los que si se encontró una correlación aunque de carácter moderado ( $CP=0,670$  y  $CP=0,531$ , respectivamente).<sup>26, 29, 30</sup> Esta diferencia con otras investigaciones, puede deberse número de ojos evaluados, ya que estos evalúan 211 ojos y en este estudio la muestra la forman 30 ojos y porque estos evaluaban únicamente ojos miopes y en el presente no se ha tenido en cuenta el error refractivo previo a la cirugía.

En lo que respecta a la LA medida mediante IOL MASTER® 700 y la  $ELP_{POST}$ , encontramos una débil correlación ( $CP=0,387$ ) entre ellas. Este resultado se relaciona con la teoría en la que se basa la fórmula de tercera generación SRK/T, a mayor LA, mayor será la ACD por lo que mayor será la ELP necesaria para conseguir emetropización postoperatoria. Sin embargo, no ocurre lo mismo entre la LA medida mediante OCUSCAN® RXP y la  $ELP_{POST}$ .<sup>14,26</sup>

Entre la ACD preoperatoria y a la  $ELP_{POST}$ , no se obtiene correlación. Este resultado no concuerda con lo obtenido en otros estudios como el de Youngsub E, et al. donde se encontró una correlación moderada ( $CP=0,448$ ) entre estos parámetros medidos mediante biometría de ultrasonidos.<sup>26,31</sup>

En lo referido a la estimación de la  $ELP_{IOL}$  y el  $ELP_{US}$ , encontramos diferencias estadísticamente significativas entre la estimación de ambos instrumentos. No obstante, encontramos una fuerte correlación ( $CP=0,950$ ) como se puede observar en la figura 6. Aunque no se han encontrado estudios publicados sobre esto. La correlación obtenida tiene lógica ya que se ha utilizado la fórmula SRK/T en ambos casos, pero se supone que la constante A de las LIOs debe estar optimizada en ambos instrumentos para que no encontrar diferencias entre las predicciones. Esto conduce a pensar que, como la biometría de ultrasonidos solo se utiliza en casos determinados, como podría ser un cristalino muy maduro, la constante A no esté optimizada en la misma medida como para la biometría óptica que es actualmente el gold standart.<sup>14</sup>

En relación al  $EE_{IOL}$  y al  $EE_{US}$ , no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en sus estimaciones. Además, encontramos una correlación lineal ( $CP=0,382$ ) como se puede observar en la figura 7, aunque de carácter débil.<sup>26</sup> Acerca de esto, tampoco se han encontrado estudios publicados, pero como en el caso anterior, la débil correlación puede ser debida a la diferencia en la optimización de las fórmulas o al limitado espacio muestral.

Para concluir, a pesar de que se han obtenido diferencias estadísticamente significativas en lo que se refiere a la ELP, no se puede asegurar que tengan relevancia a nivel clínico ya que encontramos un  $EE_{SUB}$  bajo y este resultado no solo depende de estimación de las fórmulas como se ha dicho anteriormente, pero la personalización de la constante de SRK/T para cada instrumento, mejoraría los resultados, como recomiendan en diversos estudios como el de Merriam JC, et al. y el de Aristodemou P. et al.<sup>32,33</sup>

Como complemento a este estudio, hubiese sido interesante comparar las estimaciones que realizan otras fórmulas de tercera generación o incluso de cuarta generación e igualmente diferenciar entre si la intervención se realizado asistida con láser de femtosegundo o mediante cirugía de catarata convencional para observar si este hecho influye en los resultados obtenidos. Otras posibilidades podrían haber sido evaluar si existe una relación lineal entre la LA y potencia de la lente implantada, evaluar la satisfacción de los pacientes tras la cirugía, etc.

Las mayores limitaciones encontradas han sido no tener una muestra mayor de ojos, para obtener unos resultados más contundentes, y la realización de la biometría de contacto mediante el instrumento OCUSCAN® RXP de Alcon®, ya que se trata de una técnica que requiere experiencia y máxima precisión por parte del examinador y, a pesar de haberse realizado todas las medidas por la misma persona, esto no implica que no se hayan producido errores en la toma de medidas que puedan afectar a los resultados. Esta puede ser la razón de las diferencias en los resultados encontrados entre la biometría óptica y la biometría por ultrasonidos. Otra limitación ha sido el no haber estudiado una LIO concreta, ya que factores propios de la lente como el ángulo de los hápticos que la sujetan, si la lente está adelantada respecto a la posición de los hápticos, si tiene cierta movilidad. Si el material es acrílico, silicona, su índice de refracción, las curvaturas de la cara anterior y posterior etc. influirán en los resultados, si la constante propia de cada LIO no está optimizada. Todos estos factores el fabricante los deriva en la constante de cálculo de la lente que especifica su comportamiento para, según la fórmula y el biómetro utilizado, obtener el resultado esperado junto con la ELP.<sup>12-14</sup> Lo que nos conduce a la otra limitación encontrada, y es el desconocimiento de si la constante A estaba o no optimizada de la misma forma para todas las LIOs y los dos tipos de

biometría. Para terminar, ha sido una limitación importante el hecho de no encontrar estudios que valoraran los parámetros de ELP evaluados y por ello considero que habría que continuar el estudio para comprobar si se seguiría esta tendencia.

## **8. CONCLUSIONES**

---

1. La posición efectiva de la lente intraocular obtenida mediante la fórmula de cálculo de tercera generación SRK/T y la medida en el postoperatorio no concuerdan para ninguno de los dos biómetros utilizados.
2. El equivalente esférico obtenido mediante refracción subjetiva tras la cirugía no se relaciona con el equivalente esférico objetivo estimado por los biómetros en el preoperatorio.
3. Si finalmente la posición efectiva de la lente postoperatoria es menor que la estimada por la fórmula, el error refractivo postoperatorio será miópico.
4. Existe una relación lineal entre la longitud axial preoperatoria medida con el IOL MASTER® 700 y la posición final de la lente intraocular.
5. La posición efectiva de la lente calculada a partir de los datos del biómetro de ultrasonidos y del biómetro óptico mediante la fórmula SRK/T son concordantes.
6. El equivalente esférico predicho por el biómetro de ultrasonidos y el predicho por el biómetro óptico para una misma potencia de LIO son concordantes.

## 9. BIBLIOGRAFÍA

---

1. Organización Mundial de la Salud (OMS). Salud ocular universal: un plan de acción mundial para 2014-2019. 2013.
2. Instituto Nacional de estadística (INE). Tasa de población con discapacidad diagnosticadas determinada de catarata. [Internet]. [Consultado 11 Diciembre 2018]. Disponible en: <http://www.ine.es/jaxi/Datos.htm?path=/t15/p418/a2008/hogares/p02/modulo1/I0/&file=04028.px>
3. Alió J, et al. Buscando la excelencia en la cirugía de la catarata. Barcelona: Glosa; 2006.
4. Garzón N. Cálculo de la potencia de lentes intraoculares. Gaceta Óptica [Internet]. 2008 [Consultado 14 Diciembre 2018];(425). Disponible en: <http://www.cgcoo.es/download.asp?file=media/gaceta/gaceta425/cientifico2.pdf>
5. H Feldman B. Cataract [Internet]. Eyewiki.aao.org. 2018 [Consultado 14 Diciembre 2018]. Disponible en: <https://eyewiki.aao.org/Cataract>
6. Boyd K. What Are Cataracts? [Internet]. American Academy of Ophthalmology. 2018 [Consultado 7 Enero 2019]. Disponible en: <https://www.aao.org/eye-health/diseases/what-are-cataracts>
7. Boyd K. Cataract Surgery [Internet]. American Academy of Ophthalmology. 2018 [Consultado 7 Enero 2019]. Disponible en: <https://www.aao.org/eye-health/diseases/what-is-cataract-surgery>
8. Boyd K. Intraocular Implants (IOLs) [Internet]. American Academy of Ophthalmology. 2018 [Consultado 7 Enero 2019]. Disponible en: <https://www.aao.org/eye-health/treatments/iols-intraocular-lens>
9. Boyd K. IOL Implants: Lens Replacement After Cataracts [Internet]. American Academy of Ophthalmology. 2018 [Consultado 7 Enero 2019]. Disponible en: <https://www.aao.org/eye-health/diseases/cataracts-iol-implants>
10. Blázquez Sánchez V. Innovaciones en cirugía de catarata. Gaceta de Optometría y Óptica Oftálmica [Internet]. 2013 [Consultado 17 Enero 2019];(481). Disponible en: <http://www.cnoo.es/download.asp?file=media/gaceta/gaceta481/cientifico2.pdf>
11. Clínica Oftalmológica Providencia. Lentes intraoculares [Internet]. [Consultado 21 Enero 2019]. Disponible en: <https://www.cop.cl/ Catarata-2/>
12. Calvo J. ELP: Posición efectiva de la lente intraocular [Internet]. Areadocente.blogspot.com. 2013 [Consultado 7 Febrero 2019]. Disponible en: <http://areadocente.blogspot.com/2013/04/elp-posicion-efectiva-de-la-lente.html>
13. Gómez FJ. Comparación de fórmulas biométricas en el cálculo de lentes intraoculares mediante el uso de biometría óptica. Facultad de Óptica y Optometría de Terrassa; 2013.
14. Iribarne Y. Cálculo de poder dióptrico de lentes intraoculares. Annals d'oftalmologia [Internet]. 2003 [Consultado 19 Febrero 2019];152-155. Disponible en: <http://annalsoftalmologia.com/articulos/a1273/of-11-3-002.pdf>
15. Hill W. Haigis Fórmula IOL Power Calculations Intraocular Lens Power Calculations [Internet]. [Consultado 5 Marzo 2019]. Disponible en: <https://www.doctor-hill.com/iol-main/haigis.htm>
16. Sahin A, et al. Clinically relevant biometry. US National Library of Medicine National Institutes of Health [Internet]. 2012 [Consultado 5 Marzo 2019];23(1):47-53. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3299090/>

17. Villada J et al. Medidas biométricas e introducción al cálculo de la lente intraocular. [Albacete]: Que Vayan Ellos; 2007. [Consultado 5 Marzo 2019]; Disponible en: [https://www.researchgate.net/profile/Jose\\_Villada/publication/263581012\\_Medidas\\_Biometricas\\_e\\_Introduccion\\_al\\_Calculo\\_de\\_la\\_Lente\\_Intraocular/links/5a53df640f7e9bbc10592b94/Medidas-Biometricas-e-Introduccion-al-Calculo-de-la-Lente-Intraocular.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Jose_Villada/publication/263581012_Medidas_Biometricas_e_Introduccion_al_Calculo_de_la_Lente_Intraocular/links/5a53df640f7e9bbc10592b94/Medidas-Biometricas-e-Introduccion-al-Calculo-de-la-Lente-Intraocular.pdf)
18. Carrera JC et al. Comparación de eficacia y límites entre el IOL Master y el Ultrasonido de inmersión, en el cálculo del lente intraocular en pacientes con catarata. Rev Mex Oftalmol [Internet]. 2009 [Consultado 20 Marzo 2019];83(6):360-365. Disponible en: <https://www.medigraphic.com/pdfs/revmexoft/rmo-2009/rmo096f.pdf>
19. Laboratorio Zeiss®. Catálogo IOL MASTER® 700. [Internet]. [Consultado 20 Marzo 2019]; Disponible en: [http://www.pharmainvestichile.cl/pharmainvestichile/wp-content/files\\_mf/1532544074Cat%C3%A1logoIOLMaster700sp.pdf](http://www.pharmainvestichile.cl/pharmainvestichile/wp-content/files_mf/1532544074Cat%C3%A1logoIOLMaster700sp.pdf)
20. Laboratorio Alcon®. Catálogo OCUSCAN® RXP. [Internet]. [Consultado 20 Marzo 2019]; Disponible en: [http://www.frankshospitalworkshop.com/equipment/documents/ophthalmology/user\\_manuals/Alcon%20OcuScan%20RxP%20Ophthalmic%20Ultrasound%20System%20-%20User%20manual.pdf](http://www.frankshospitalworkshop.com/equipment/documents/ophthalmology/user_manuals/Alcon%20OcuScan%20RxP%20Ophthalmic%20Ultrasound%20System%20-%20User%20manual.pdf)
21. Journal of Cataract & Refractive Surgery. 1990. 16: 339 – 340.
22. Laboratorio Abbott Medical Optics®. Especificaciones LIO AMO Tecnis 1 ZCB00. [Internet]. [Consultado 6 Abril 2019] Disponible en: <http://www.precisionlens.net/Websites/precisionlens/documents/AMO%20ZCB00%20Spec%20Sheet.pdf>
23. Laboratorio Bausch & Lomb®. Especificaciones LIO EyeCee One. [Internet]. [Consultado 6 Abril 2019]; Disponible en: <https://www.bauschsurgical.eu/products/cataract/intraocular-lenses-monofocal-and-premium/eyecee-oneeyecee-one-crystal/>
24. Laboratorio MEDICAL MIX®. Especificaciones LIO Physiol Micro+A 123. [Internet]. [Consultado 6 Abril 2019]; Disponible en: [https://www.physiol.eu/getattachment/ca52dcc1-4161-4109-bffc-a23ebf4dba43/brochure\\_micro123](https://www.physiol.eu/getattachment/ca52dcc1-4161-4109-bffc-a23ebf4dba43/brochure_micro123)
25. Laboratorio Alcon®. Especificaciones LIO SN60WF. [Internet]. [Consultado 6 Abril 2019]; Disponible en: <https://www.nuevocristalino.es/wp-content/uploads/sources/alcon/AcrySof-IQ-SN60WF.pdf>
26. Suárez MO. Coeficiente de correlación de Karl Pearson. [Internet]. [Consultado 12 Mayo 2019] Disponible en: <https://www.monografias.com/trabajos85/coeficiente-correlacion-karl-pearson/coeficiente-correlacion-karl-pearson.shtml>
27. Gómez J. España alcanza al año las 450.000 operaciones de cataratas, y aumentan. La Voz de Galicia [Internet]. 2019 [Consultado 4 Junio 2019];. Disponible en: <https://www.lavozdeg Galicia.es/noticia/sociedad/2019/05/23/espana-alcanza-ano-450000-operaciones-cataratas-aumentan/00031558627220918176719.htm>
28. Asimellis AJK et al. Standard manual capsulorhexis / Ultrasound phacoemulsification compared to femtosecond laser-assisted capsulorhexis and lens fragmentation in clear cornea small incision cataract surgery. US National Library of Medicine National Institutes of Health [Internet]. 2016 [Consultado 16 Junio 2019]; 3(20). Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4967293/>
29. Ortiz S, et al. Relación de los parámetros biométricos en el ojo miope. Gaceta de Optometría y Óptica Oftálmica [Internet]. 2012 [Consultado 17 Junio 2019];(474). Disponible en: <http://cnoo.es/download.asp?file=media/gaceta/gaceta474/cientifico%201.pdf>
30. Hosny M, et al. Relationship between anterior chamber depth, refractive state, corneal diameter, and axial length. PubMed NCBI [Internet]. 2019 [Consultado 20 Junio 2019]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10832983>



31. Youngsub E, et al. Posterior Vault Distance of Ciliary Sulcus–Implanted Three-piece Intraocular Lenses According to Ciliary Sulcus Diameter. PubMed NCBI [Internet]. 2017. [Consultado 20 Junio 2019]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=effective+lens+positions+and+ACD>
32. Merriam JC, et al. Optimization of the A Constant for the SRK/T Fórmula [Internet]. Journal of Ophthalmology. 2015 [Consultado 20 Junio 2019]. Disponible en: <https://pdfs.semanticscholar.org/3740/ffdc527c59b14eef49180f09b10b1d16d2d.pdf>
33. Aristodemou P et al. Intraocular lens fórmula constant optimization and partial coherence interferometry biometry: Refractive outcomes in 8108 eyes after cataract surgery. PubMed NCBI [Internet]. 2011. [Consultado 20 Junio 2019]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21183099>

## 10. ANEXOS

---

### 10.1. ANEXO 1: PROCEDIMIENTO BIOMETRÍA ÓPTICA IOL MASTER® 700

Procedimiento biométrico seguido en el preoperatorio y en el postoperatorio:<sup>1</sup>

1. Seleccionar el paciente en la base de datos o crearlo en caso de que sea necesario.
2. En el postoperatorio se debe cambiar el tipo de ojo de fáquico a pseudofáquico.
3. Sentar cómodamente al paciente y pedirle que apoye su barbilla y frente, en la mentonera y en el apoyo frontal respectivamente, e indicarle que mire al punto de fijación.
4. La toma de medidas puede realizarse de forma automática o manual una vez conseguido el enfoque óptimo.
5. En primer lugar, se debe centrar el círculo de puntos en la pupila y enfocarlos de forma que aparezcan nítidos en la pantalla.
6. Durante la realización de todas las medidas, en el lateral izquierdo de la pantalla aparece un semáforo que nos orientará en el proceso de enfoque, indicándose el punto óptimo de enfoque en colore verde. Dos flechas indicarán si se debe realizar un desplazamiento horizontal o vertical del joystick para el enfoque. Una vez enfocado el sistema realiza la adquisición de las medidas.
7. Después realiza la medición de la curvatura corneal. Las mediciones son precisas sólo si los 18 puntos de medición aparecen de forma óptima en el centro de la pantalla. Para ello es recomendable indicar al paciente que parpadee para producir una película lagrimal homogénea y mejorar así la reflectividad de la córnea. En el caso de los ojos secos, es conveniente un sustituto lagrimal para ayudar a obtener una medición fiable.
8. La profundidad de la cámara anterior (ACD) en el IOL MASTER® 700 se interpreta como la distancia entre el vértice anterior de la córnea y el vértice anterior del cristalino del ojo. Por lo tanto, la distancia que se muestra incluye el espesor de la córnea. El cálculo de la ACD requiere la medida del radio corneal, por lo que, si la medición de la queratometría se llevó a cabo sin error antes de la medición de ACD, el sistema utilizará automáticamente el radio medido para el cálculo.
9. Continúa con la medida del valor del blanco a blanco (WTW) que es el diámetro horizontal corneal. Los valores se expresan en milímetros con referencia a un sistema de coordenadas cartesianas.
10. Si el equipo tiene dificultad para detectar el punto de fijación del iris, puede ser debido a la iluminación de ambiente inadecuada. Se recomienda que el panel frontal y el ojo examinado estén protegidos de la luz directa o lateral. Los mejores resultados se obtienen cuando la sala de exploración está ligeramente oscurecida.
11. Cuando se han realizado todas las medidas, se carga una pantalla en la que un símbolo nos indicara si la medida es correcta (verde), dudosa (naranja) o hay que volver a repetirla (rojo) (figura 1).

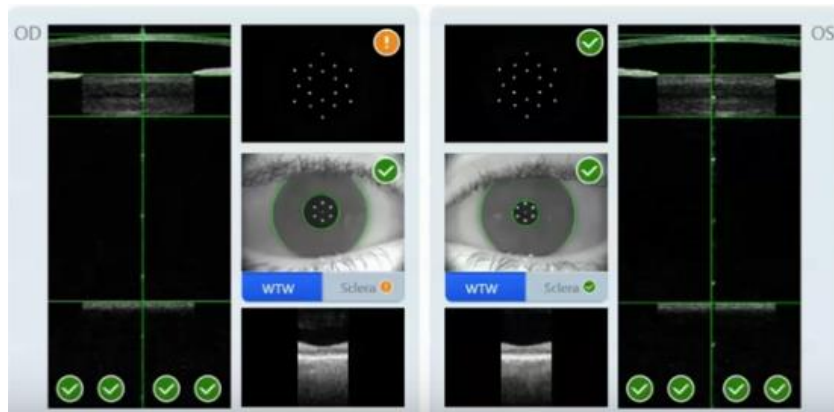


Figura 1. Pantalla de comprobación de medidas del IOL MASTER® 700.<sup>1</sup>

12. A partir de las medidas realizadas y de los datos queratométricos introducidos al comienzo de la prueba, calcular la LIO que se debe colocar en la cirugía.
13. Por último, debemos imprimir el informe (figura 2):

Date of calibration test: 30/10/2018 by: 1 CATARATA Result: OK  
Date of measurement: 30/10/2018 n: 1,3375 CVD: 12,00 mm

[OD] SRK® is a trademark of CTI (Computational Technology Inc.)  
[OS] SRK® is a trademark of CTI (Computational Technology Inc.)

**OD** right **IOL calculation** **OS** left

Eye status: LS: Phakic VS: Vitreous body Ref: --- VA: --- LVC: Untreated LVC mode: - Target ref.: plano SIA: +0,00 D @ 135°

Biometric values

AL	SD	ACD	SD	LT	SD	WTW	SE	D	SD	K1	D @	K2	D @	TSE	ΔTK
22,40 mm	10 μm	2,88 mm	7 μm	4,61 mm	12 μm	11,5 mm	45,04	D	0,01	44,07	D @ 25°	46,05	D @ 115°	---	---
22,32 mm	10 μm	2,94 mm	10 μm	4,54 mm	34 μm	11,5 mm	44,93	D	0,04	44,61	D @ 131°	45,25	D @ 41°	---	---

AMO Tecnis 1 ZCB00 - SRK®/T - A const.: 119,30 IOL (D) Ref (D) +25,00 -0,84 +24,50 -0,50 +24,00 -0,17 +23,50 +0,17 +23,00 +0,50 +23,75 Emmetropia

Croma EyeCee One Bausch - SRK®/T - A const.: 119,70 IOL (D) Ref (D) +25,50 -0,76 +25,00 -0,43 +24,50 -0,10 +24,00 +0,23 +23,50 +0,55 +24,35 Emmetropia

Physiol Micro+A123 Monofocal - SRK®/T - A const.: 118,90 IOL (D) Ref (D) +24,00 -0,57 +23,50 -0,22 +23,00 +0,12 +22,50 +0,46 +22,00 +0,79 +23,18 Emmetropia

Alcon SN60WF - SRK®/T - A const.: 119,00 IOL (D) Ref (D) +24,50 -0,81 +24,00 -0,47 +23,50 -0,12 +23,00 +0,21 +22,50 +0,55 +23,32 Emmetropia

AMO Tecnis 1 ZCB00 - SRK®/T - A const.: 119,30 IOL (D) Ref (D) +25,00 -0,58 +24,50 -0,24 +24,00 +0,10 +23,50 +0,43 +23,00 +0,76 +24,14 Emmetropia

Croma EyeCee One Bausch - SRK®/T - A const.: 119,70 IOL (D) Ref (D) +26,00 -0,83 +25,50 -0,49 +25,00 +0,17 +24,50 +0,49 +24,00 +0,49 +24,75 Emmetropia

Physiol Micro+A123 Monofocal - SRK®/T - A const.: 118,90 IOL (D) Ref (D) +24,50 -0,65 +24,00 -0,30 +23,50 +0,04 +23,00 +0,38 +22,50 +0,72 +23,56 Emmetropia

Alcon SN60WF - SRK®/T - A const.: 119,00 IOL (D) Ref (D) +24,50 -0,55 +24,00 -0,20 +23,50 +0,14 +23,00 +0,47 +22,50 +0,81 +23,70 Emmetropia

(I) Borderline value (\*) Value was edited manually --- No value measured

Comment

ZEISS IOLMaster 700 Version 1.80.6.60340 Report dated 30/10/2018 13:23; created by 1 CATARATA Page 1 of 1

Figura 2. Informe proporcionado por el IOL MASTER® 700.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Laboratorio Zeiss®. Zeiss® IOL MASTER® 700. [Internet]. [Consultado 20 Junio 2019]; Disponible en: <https://www.zeiss.com/meditec/int/product-portfolio/optical-biometers/iolmaster-700.html?vaURL=www.zeiss.com/iolmaster700>

<sup>2</sup> Aportación propia.

## **10.2. ANEXO 2: PROCEDIMIENTO BIOMETRIA ULTRASONIDOS OCUSCAN® RXP**

Procedimiento biométrico seguido en el preoperatorio y en el postoperatorio:<sup>3</sup>

1. Sentar cómodamente al paciente y e instilarle una gota de anestésico tópico. En este se ha utilizado el anestésico doble COLICURSI®.
2. Limpiar la sonda con alcohol.
3. Indicar al paciente que no se frote el ojo ya que se le ha instilado un anestésico y no sentirá nada.
4. Seleccionar la opción de biometría de la pantalla inicial del sistema.
5. Introducir datos queratométricos (proporcionados por el IOL MASTER® 700) del ojo a examinar.
6. En el postoperatorio se debe cambiar el tipo de ojo de fáquico a pseudofáquico/acrílico.
7. Indicar al paciente que mantenga la mirada fija en la tarjeta de fijación (un estímulo central en forma de "X" situado en la pared).
8. Pulsar el pedal para que el sistema comience a emitir ultrasonidos y sea posible realizar las medidas.
9. Colocar la sonda totalmente perpendicular a la superficie corneal, en posición central, realizando un mínimo contacto para permitir la adquisición de medidas. Cualquier inclinación de la sonda supondría una pérdida de señal.
10. Realizar 10 medidas de la longitud axial del ojo, en modo automático. El aparato indica que se ha adquirido una medida emitiendo un pitido. Una vez adquiridas las 10 medidas en sistema emitirá un sonido. Además, puede visualizarse en la pantalla que todas las medidas han sido realizadas.
11. Comprobar que la desviación estándar (SD) entre las lecturas es menor de 0.10 mm. Si la SD es superior a 0.10 mm se repetirán aquellas que más se alejen del valor medio, las cuales aparecerán en color rosa.
12. Revisar todas las medidas realizadas asegurándose que los picos registrados en el ecograma son de alta amplitud. En caso contrario, repetir las medidas que correspondan.
13. A partir de las medidas realizadas y de los datos queratométricos introducidos al comienzo de la prueba, calcular la LIO que se debe colocar en la cirugía.
14. Por último, debemos imprimir el informe (figura 3):

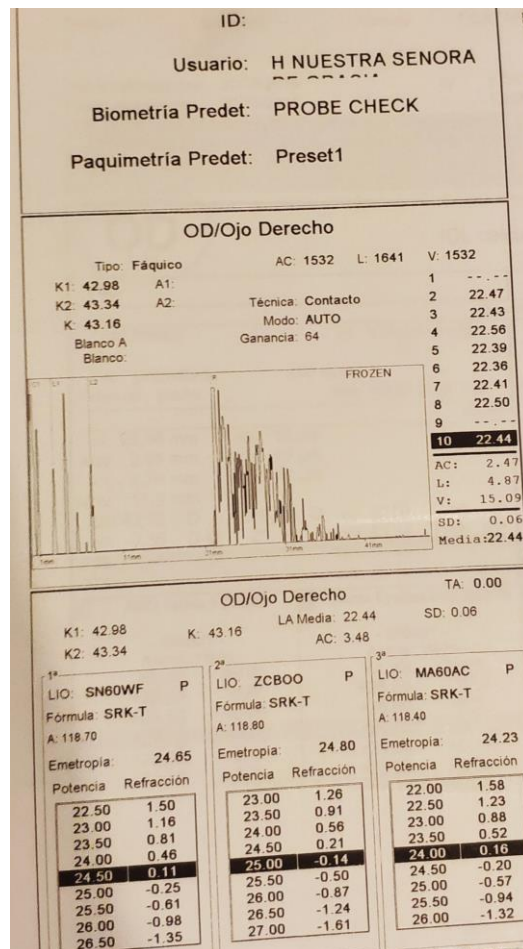


Figura 3. Informe proporcionado por el OCUSCAN® RXP.<sup>4</sup>

<sup>3</sup> Villada J et al. Medidas biométricas e introducción al cálculo de la lente intraocular. [Albacete]: Que Vayan Ellos; 2007. [Consultado 5 Marzo 2019]; Disponible en: [https://www.researchgate.net/profile/Jose\\_Villada/publication/263581012\\_Medidas\\_Biometricas\\_e\\_Introduccion\\_al\\_Calculo\\_de\\_la\\_Lente\\_Intraocular/links/5a53df640f7e9bbc10592b94/Medidas-Biometricas-e-Introduccion-al-Calculo-de-la-Lente-Intraocular.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Jose_Villada/publication/263581012_Medidas_Biometricas_e_Introduccion_al_Calculo_de_la_Lente_Intraocular/links/5a53df640f7e9bbc10592b94/Medidas-Biometricas-e-Introduccion-al-Calculo-de-la-Lente-Intraocular.pdf)

<sup>4</sup> Aportación propia.